



⑫

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

④⑤ Veröffentlichungstag der Patentschrift :
02.08.95 Patentblatt 95/31

⑤① Int. Cl.⁸ : **H04R 25/00, A61F 11/04**

②① Anmeldenummer : **90110307.7**

②② Anmeldetag : **30.05.90**

⑤④ **Implanterbares Hörgerät**

③⑩ Priorität : **02.06.89 DE 3918086**

④③ Veröffentlichungstag der Anmeldung :
05.12.90 Patentblatt 90/49

④⑤ Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung :
02.08.95 Patentblatt 95/31

⑧④ Benannte Vertragsstaaten :
BE CH DE DK FR LI

⑤⑥ Entgegenhaltungen :
EP-A- 0 263 254
US-A- 3 764 748
US-A- 4 357 497

⑦③ Patentinhaber : **IMPLEX GmbH**
Spezialhörgeräte
Münchner Strasse 101
D-85737 Ismaning/München (DE)

⑦② Erfinder : **Hortmann, Günter**
Robert-Bosch-Strasse 6
D-7449 Neckartenzlingen (DE)
Erfinder : **Laysieffer, Hans, Dr.-Ing.**
Enzianring 13
D-8028 Taufkirchen (DE)

⑦④ Vertreter : **Schwan, Gerhard, Dipl.-Ing.**
Elfenstrasse 32
D-81739 München (DE)

Anmerkung : Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

EP 0 400 630 B1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein implantierbares Hörgerät zur Anregung des Innenohres, wobei das Hörgerät ein eingangsseitig an einen elektromechanischen Wandler angeschlossenes Koppellement zum Übertragen der von dem Wandler erzeugten mechanischen Schwingungen zum Innenohr aufweist.

Bei einem bekannten Hörgerät dieser Art (EP-A-0 263 254) ist ein mechanisches Koppellement vorgesehen.

Es ist ferner ein implantierbares Hörgerät bekannt (US-A-3 764 748), das einen fluidgefüllten Sack aufweist, der an dem ovalen Fenster über eine Schicht aus Schaumkunststoff befestigt ist. Auf der von dem ovalen Fenster abgewendeten Seite des fluidgefüllten Sackes liegt ein piezoelektrischer Kristall auf, der einen elektromechanischen Wandler bildet. Bei einer solchen Ausbildung sind die Weiterleitung der Schwingungen an das Innenohr beeinträchtigende Impedanzsprünge an der Treffstelle von Kristallschwinger und flüssigkeitsgefülltem Sack, an der Grenzfläche von Sack und Schaumkunststoffschicht sowie an der Grenzfläche zwischen der Schaumkunststoffschicht und dem ovalen Fenster unvermeidbar.

Bei einem weiteren bekannten Hörgerät zur Anregung des Innenohres (DE-OS 28 25 233) werden die das Hörgerät bildenden Baugruppen einschließlich einer Tritiumbatterie hermetisch gekapselt in den äußeren Gehörgang eingesetzt oder im Mastoid implantiert, und das Hörgerät wird ausgangsseitig über eine elektrische Leitung direkt mit dem Hörnerv verbunden. Bei einer abgewandelten Ausführungsform des bekannten Gerätes werden akustische Schwingungen, die von dem im Mastoid implantierten Hörgerät erzeugt werden, über den Prozessus mastoideus-Knochen in das Mittelohr unter Ausnutzung des Umstandes übertragen, daß dieser Knochen Hohlräume aufweist, die über das Vorhoffenster mit dem Mittelohr in Verbindung stehen.

Bei einem anderen bekannten Hörgerät (EP 0 242 038 A2) sind in einem in den äußeren Gehörgang einzuschubenden Gehäuse ein Mikrophon, ein Verstärker, eine Batterie, ein Lautstärkeregel und eine Anregungsspule für einen Magneten untergebracht, der an einem der Hörknöchelchen befestigt wird. Es ist ferner ein Hörgerät bekannt (GB-PS 1 440 724), bei dem ein Mikrophon, ein Verstärker und eine Batterie in einem Gehäuse angeordnet sind, das steckerartig in einen Sockel eingesteckt wird, der ins Schläfenbein hinter der Ohrmuschel implantiert ist. Das Ausgangssignal des Verstärkers geht an eine im Mittelohr implantierte Erregerspule eines auf dem Steigbügel befestigten Magneten.

Des weiteren ist ein Hörgerät bekannt (US-PS 4 532 930), bei dem über eine implantierbare Elektrodenanordnung eine unmittelbare elektrische Reizung des Innenohres mit Hilfe von Signalen erfolgt, die von einer zweckentsprechenden Signalverarbeitungselektronik bereitgestellt werden. Die Signalverarbeitungselektronik ist dabei in einem relativ großvolumigen Gehäuse untergebracht, das extern in einer separaten Tasche mitgeführt wird. Die Signalverarbeitungselektronik ist über ein Verbindungskabel an eine Sendeantenne angeschlossen, die im Bereich des betreffenden Ohres angeordnet wird.

Bei den bekannten Hörgeräten läßt die erzielbare Klangqualität häufig zu wünschen übrig. Es kann zu Anpassungsproblemen kommen, und die Anregung über einen an einem Hörknöchelchen befestigten Magneten macht einen mit Risiken verbundenen Eingriff in die Kette der Gehörknöchelchen erforderlich.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein implantierbares Hörgerät zur Anregung des Innenohres zu schaffen, das eine hohe Klangqualität hat sowie einen relativ einfachen und risikolosen Einsatz erlaubt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß bei einem Hörgerät der eingangs genannten Art das Koppellement als hydromechanisches Koppellement mit einem mit Flüssigkeit gefüllten Innenraum ausgebildet ist, der an seinem wandlerseitigen Ende in eine gleichfalls mit Flüssigkeit gefüllte Kammer des Wandlers einmündet, in welcher durch Wandler-schwingungen Druckschwingungen erzeugt werden, und daß das hydromechanische Koppellement so ausgebildet ist, daß sein von dem Wandler abliegendes Ende im implantierten Zustand in die flüssigkeitsgefüllten Innenohrräume hineinreicht.

Bei dem Hörgerät nach der Erfindung werden von dem elektromechanischen Wandler Druckschwingungen in der flüssigkeitsgefüllten Wandlerkammer erzeugt und über das hydromechanische Koppellement - unter Umgehung der Schallübertragung der Gehörknöchelchen im Innenohr - auf die flüssigkeitsgefüllten Innenohrräume übertragen. Es läßt sich dadurch auf verhältnismäßig einfache Weise eine besonders wirkungsvolle Innenohranregung mit hoher Klangqualität erzielen.

Das hydromechanische Koppellement kann in weiterer Ausgestaltung der Erfindung einfach als flüssigkeitsgefüllter Schlauch ausgebildet sein.

Vorteilhaft ist der elektromechanische Wandler hermetisch gekapselt zur Implantation in der Paukenhöhle oder im Mastoid ausgebildet. Der Schlauch ist zwecks optimaler mechanischer Impedanzanpassung vorteilhaft mit einer lymphähnlichen Flüssigkeit gefüllt und an dem von dem Wandler abliegenden Ende mit einer dünnen Membran verschlossen. Er kann mittels einer aufgeschobenen Drahtwendel oder durch einen oder mehrere in die Schlauchwandung eingelassene Drähte entsprechend den jeweiligen anatomischen Gegebenheiten dauerhaft geformt werden. Der elektromechanische Wandler kann in ein Gehäuse einer implantierbaren Si-

gnalverarbeitungselektronik integriert sein und auf dem elektrodynamischen, elektromagnetischen oder, vorzugsweise, piezoelektrischen Prinzip beruhen. Insbesondere kann der Wandler einen piezoelektrischen Biegeschwinger aufweisen, der auf einer Trägermembran sitzt, die in dem den Wandler aufnehmenden Gehäuse eingespannt ist. Der Biegeschwinger kann aus einer einlagigen piezoelektrischen Scheibe bestehen oder eine zur Trägermembran symmetrische Bimorphstruktur aufweisen, und er hat vorteilhaft einen Durchmesser, der mindestens dem 0,8-fachen und vorzugsweise mindestens dem 0,9-fachen des Innendurchmessers des zugehörigen Gehäuses entspricht. Durch ein großes Verhältnis von Wändlerscheibendurchmesser zu Schlauchinnendurchmesser wird dabei eine Schnelle Transformation erzielt, die schon bei kleinen elektrischen Wandlerleistungen hohe Ausgangsdrücke an dem vom Wandler abliegenden Schlauchende entstehen läßt.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist ein den elektromechanischen Wandler über eine Signalverarbeitungselektronik mit Eingangssignalen versorgendes Mikrophon mit einem akustischen Koppellement zur Schallaufnahme aus der Paukenhöhle verbunden, wodurch die natürliche Richtcharakteristik des Außenohres voll ausgenutzt wird. Das akustische Koppellement kann einfach als an das Mikrophon angeschlossener Schalleitungsschlauch ausgebildet sein, dessen vom Mikrophon abgewendetes Ende im implantierten Zustand in die Paukenhöhle hineinragt und zweckmäßig mit einer Membran verschlossen ist.

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung sind nachstehend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen schematischen Schnitt durch ein menschliches Ohr mit implantiertem Hörgerät, sowie gleichfalls schematisch einen externen Steuersignalgeber,

Fig. 2 in größerem Maßstab einen schematischen Schnitt durch einen elektromechanischen Wandler mit zugehörigem hydromechanischem Koppellement zur Übertragung von Wandler-schwingungen auf das Innenohr, und

Fig. 3 in größerem Maßstab einen Schnitt durch das Gehäuse der Signalverarbeitungselektronik in welchem zugleich der elektromechanische Wandler untergebracht ist.

Das in Fig. 1 dargestellte Hörgerät weist ein in der näheren Umgebung des betreffenden Ohres 10, insbesondere im Mastoid 11 implantierbares, hermetisch dichtes Gehäuse 12 auf, in welchem, wie schematisch angedeutet, ein Mikrophon 13, eine Signalverarbeitungselektronik 14 und eine Energieversorgung, beispielsweise eine Sekundärzellenanordnung 15 (d.h. ein oder mehrere wiederaufladbare Akkumulatoren) untergebracht sind. Das Mikrophon 13 steht über ein akustisches Koppellement in Form eines Schalleitungsschlauchs 16 mit der Paukenhöhle 17 in Verbindung. Das von dem Mikrophon 13 abgewendete Ende des Schalleitungsschlauchs 16 reicht dabei im implantierten Zustand in die Paukenhöhle 17, und es ist dort mittels einer dünnen Membran 18 verschlossen.

An den Ausgang der Signalverarbeitungselektronik 14 ist über eine Wandlerzuleitung 20 ein elektromechanischer Wandler 21 angeschlossen, der hermetisch gekapselt in der Paukenhöhle hinter dem Trommelfell 22 mechanisch fest fixiert ist. Der Wandler 21 ist seinerseits mit einem hydromechanischen Koppellement 23 verbunden. Über das Koppellement 23 werden von dem Wandler 21 mechanische Schwingungen zum Innenohr 24 übertragen. Bei dem in Fig. 1 veranschaulichten Ausführungsbeispiel erstreckt sich dazu das Koppellement 23 durch eine Bohrung in der Steigbügel Fußplatte 25 hindurch.

Bei der Ausführungsform gemäß Fig. 1 gelangen Schallsignale über das Außenohr 26, den Gehörgang 27 und das Trommelfell 22 zur Paukenhöhle 17. Sie werden dort von dem Schalleitungsschlauch 16 hinter dem Trommelfell 22 aufgenommen und an das in dem Gehäuse 12 sitzende Mikrophon 13 weitergeleitet. Das Mikrophon 13 wandelt den Schall in elektrische Mikrophonsignale um. Diese Signale werden in der Signalverarbeitungselektronik 14 in geeignete Ausgangssignale umgesetzt und verstärkt über die Wandlerzuleitung 20 an den elektromechanischen Wandler 21 geführt. Der Wandler 21 setzt die elektrischen Ausgangssignale in mechanische Schwingungen um. Die mechanischen Schwingungen werden über das hydromechanische Koppellement 23 auf die flüssigkeitsgefüllten Innenohrräume übertragen.

Die Fig. 1 läßt erkennen, daß das Hörgerät vollständig implantiert ist. Der Träger wird durch das Gerät unter normalen Alltagsbedingungen nicht beeinträchtigt. Zum Beispiel ist Schwimmen ohne weiteres möglich. Die natürliche Richtcharakteristik des Außenohrs 26 wird voll ausgenutzt und nicht durch mechanische Elemente im äußeren Gehörgang 27 beeinträchtigt. Nach der Signalverstärkung in der Signalverarbeitungselektronik 14 erfolgt keine Wandlung im Luftschall, wodurch eine hohe Klangqualität möglich wird. Etwaige Rückkopplungsprobleme lassen sich relativ einfach beherrschen. Die natürliche Übertragung über die Gehörknöchelchenkette 28 bleibt unbeeinflusst. Damit ist das Risiko für den Patienten minimiert.

Zum wahlweisen Einstellen eines oder mehrerer Kennwerte der Signalverarbeitungselektronik 14 kann ein externer Steuersignalgeber 30 vorgesehen sein, an dessen Ausgang eine Sendespule 31 angeschlossen ist. In dem Gehäuse 12 ist in einem solchen Fall eine Empfangsspule 32 untergebracht. Auf diese Weise kann im Bedarfsfall über die Spulen 31 und 32 eine hochfrequente induktive Datenübertragung zwischen dem externen Steuersignalgeber 30 und der implantierten Signalverarbeitungselektronik 14 erfolgen. Zweckmäßig kann die

für die induktive Datenübertragung vorgesehene Hochfrequenzstrecke auch genutzt werden, um Energie zum Aufladen der implantierten Sekundärzellenanordnung 15 zu übertragen. Stattdessen kann für eine transkutane Datenübertragung zwischen dem Steuersignalgeber 30 und der Signalverarbeitungselektronik 14 auch eine lichtgebundene Infrarotstrecke vorgesehen sein.

5 Ein Ausführungsbeispiel des elektromechanischen Wandlers 21 und des hydromechanischen Koppellements 23 ist in größerem Maßstab in Fig. 2 dargestellt. Der Wandler 21 weist ein zweiteiliges, hermetisch dichtes Gehäuse 34 auf. In dem Gehäuse 34 ist ein vorzugsweise kreisförmiger piezoelektrischer Biegeschwinger 35 untergebracht, der auf einer Trägermembran 36 sitzt. Die vorzugsweise aus Messing oder Aluminium bestehende Trägermembran 36 ist an ihrem Rand in dem Gehäuse 34 etwa mittig eingespannt. Der veranschaulichte Biegeschwinger 35 hat eine zu der Trägermembran 36 symmetrische Bimorphstruktur, deren beide La-
10 gen mit 37 und 38 bezeichnet sind. Die Lagen 37, 38 können elektrisch parallel oder hintereinander geschaltet sein. Dabei werden die zwei oder bei elektrischer Parallelschaltung drei Elektrodenflächen der Lagen 37, 38 kontaktiert und durch Gehäusedurchführungen an die Wandlerzuleitung 20 angeschlossen.

Es versteht sich, daß gegebenenfalls auch die eine der beiden Lagen 37, 38 weggelassen werden kann, so daß der Biegeschwinger 35 aus einer einlagigen piezoelektrischen Scheibe besteht. Der Biegeschwinger 35 hat zweckmäßig einen Durchmesser, der mindestens dem 0,8-fachen und vorzugsweise mindestens dem 0,9-fachen des Innendurchmessers des Gehäuses 34 entspricht. Die Trägermembran 36 unterteilt den Innenraum des Gehäuses 34 in zwei Kammern 39 und 40. Die eine Kammer 39 ist mit einer Flüssigkeit 41 gefüllt, deren Dichte und Zusammensetzung mindestens näherungsweise der Perilymphe (der Flüssigkeit im Innenohr) entsprechen. Durch eine Wandung des Gehäuses 34 ist ein Anschlußstutzen 42 geführt, über den durch
20 die Wandlerschwingung erzeugte Druckschwankungen auf einen das hydromechanische Koppellement 23 bildenden Schlauch 43 geleitet werden. Der Schlauch 43 ist mit der gleichen Flüssigkeit wie die Kammer 39 gefüllt, und sein von dem Wandler 21 abliegendes Ende ist mittels einer dünnen Membran 44 verschlossen. Der Schlauch 43 kann zweckmäßig aus biokompatiblen Silikon bestehen, und er hat vorteilhaft einen Außendurchmesser von 0,3 bis 1,0 mm, vorzugsweise etwa 0,6 mm, sowie eine Wandstärke von 0,05 bis 0,3 mm, vorzugsweise etwa 0,1 mm. Das Wandlergehäuse 34 ist kreisförmig oder annähernd kreisförmig ausgebildet, und es hat zweckmäßig einen Durchmesser von 5 bis 10 mm, vorzugsweise etwa 8 mm. Das Gehäuse 34 kann ebenso wie das Gehäuse 12 vorteilhaft aus einer biokompatiblen Keramik, z.B. Al_2O_3 , oder aus Titan bestehen. Die andere Kammer 40 des Gehäuses 34 ist mit einem Edelgas, vorzugsweise Argon, gefüllt. Um den Schlauch 43 ist ein dünner Draht 45 aus biokompatiblen Werkstoff, vorzugsweise Platin, gewandelt. Die Drahtwendel erlaubt es, eine beständige Formung von Biegeradien zur Anpassung an die jeweiligen anatomischen Gegebenheiten zu erreichen. An Stelle der Drahtwendel können auch ein oder mehrere Drähte, vorzugsweise Platindrähte, in die Wandung des Schlauchs 43 eingelassen sein.

Die wesentliche Wirkung der in Fig. 2 veranschaulichten Anordnung beruht einerseits auf dem Prinzip einer Druckkammer, durch das erreicht wird, daß bei großem Verhältnis von Wandlerscheibendurchmesser zu Schlauchinnendurchmesser eine Schnelletransformation entsteht, die bei Kleinen elektrischen Wandlerleistungen hohe Ausgangsdrücke an der Schlauchmembran 44 ermöglicht. Andererseits erlaubt die Füllung des Schlauchs 43 mit einer lymphähnlichen Flüssigkeit eine optimale mechanische Impedanzanpassung an das Innenohr. Dadurch werden störende Reflexionen vermieden.

40 Bei der abgewandelten Ausführungsform gemäß Fig. 3 ist der elektromechanische Wandler 21 mit in das Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 integriert. Die von der Trägermembran 36 des Biegeschwingers 35 begrenzte, in diesem Fall gleichfalls in dem Gehäuse 12 ausgebildete, flüssigkeitsgefüllte Kammer 39 ist analog der Fig. 2 mit dem hydromechanischen Koppellement 23 in Form des flüssigkeitsgefüllten Schlauches 43 verbunden. Entsprechend der Ausführungsform der Fig. 1 sind in dem Gehäuse 12 ferner das
45 Mikrophon 13 und die Energieversorgung, beispielsweise eine Sekundärzellenanordnung 15, untergebracht. Der Schall wird dem Mikrophon 13 aus der Paukenhöhle 17 über den Schalleitungsschlauch 16 zugeführt. Letzterer ist mit dem Gehäuse 12 über einen Anschlußstutzen 46 verbunden und an seinem freien Ende mittels der dünnen Membran 18 abgeschlossen. Um Rückkopplungen zu vermeiden, ist das Mikrophon 13 in dem Gehäuse 12 schwingungstechnisch isoliert aufgehängt. Wie in Fig. 3 angedeutet ist, sitzen das Mikrophon 13,
50 die Signalverarbeitungselektronik 14 und die Energieversorgung 15 in einer von der gasgefüllten Kammer 40 mittels einer Trennwand 47 abgeteilten dritten Kammer 48. Gegebenenfalls können mindestens einzelne dieser Baugruppen aber auch in der Kammer 40 untergebracht sein.

Zur Energieversorgung kann auch eine Primärzellenanordnung vorgesehen sein, die in einem von dem Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 getrennten Gehäuse untergebracht und über eine trennbare
55 Verbindung an die Signalverarbeitungselektronik 14 angeschlossen ist. Dadurch kann im Bedarfsfall die Primärzellenanordnung (eine oder mehrere Batterien) ausgetauscht werden, ohne daß ein gleichzeitiger Austausch des Gehäuses 12 bzw. ein Eingriff in dieses Gehäuse notwendig wird.

Es ist ferner möglich, das Schall aus der Paukenhöhle 17 aufnehmende Mikrophon 13 in einem geson-

derthen Gehäuse unterzubringen, das bei der Implantation unmittelbar in der Paukenhöhle 17 fixiert wird. Das Mikrophon 13 nimmt dabei den Schall aus der Paukenhöhle über einen durch das Gehäuse geführten Stutzen auf, der zur Abdichtung mit einer dünnen Membran abgeschlossen ist.

5

Patentansprüche

1. Implantierbares Hörgerät zur Anregung des Innenohres, wobei das Hörgerät ein eingangsseitig an einen elektromechanischen Wandler (21) angeschlossenes Koppellement (23) zum Übertragen der von dem Wandler erzeugten mechanischen Schwingungen zum Innenohr aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Koppellement als hydromechanisches Koppellement (23) mit einem mit Flüssigkeit (41) gefüllten Innenraum ausgebildet ist, der an seinem wandlerseitigen Ende in eine gleichfalls mit Flüssigkeit (41) gefüllte Kammer (39) des Wandlers einmündet, in welcher durch Wandlerschwingungen Druckschwingungen erzeugt werden, und daß das hydromechanische Koppellement (23) so ausgebildet ist, daß sein von dem Wandler (21) abliegendes Ende im implantierten Zustand in die flüssigkeitsgefüllten Innenohrräume hineinreicht.
2. Hörgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das hydromechanische Koppellement (23) als flüssigkeitsgefüllter Schlauch (43) ausgebildet ist.
3. Hörgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der elektromechanische Wandler (21) hermetisch gekapselt zur Implantation in der Paukenhöhle oder im Mastoid ausgebildet ist.
4. Hörgerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der flüssigkeitsgefüllte Schlauch (43) an dem von dem elektromechanischen Wandler (21) abliegenden Ende verschlossen ist.
5. Hörgerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Schlauchende mit einer dünnen Membran (44) abgeschlossen ist.
6. Hörgerät nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (43) mit einer lymphähnlichen Flüssigkeit gefüllt ist.
7. Hörgerät nach einem der Ansprüche 2 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der flüssigkeitsgefüllte Schlauch (43) einen Außendurchmesser von 0,3 bis 1,0 mm, vorzugsweise etwa 0,6 mm und eine Wandstärke von 0,05 bis 0,3 mm, vorzugsweise etwa 0,1 mm hat.
8. Hörgerät nach einem der Ansprüche 2 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (43) mit einem biokompatiblen Draht (45), vorzugsweise Platindraht, umwendelt ist.
9. Hörgerät nach einem der Ansprüche 2 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß ein oder mehrere Drähte, vorzugsweise Platindrähte, in die Wandung des Schlauchs (43) eingelassen sind.
10. Hörgerät nach einem der Ansprüche 3 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der elektromechanische Wandler (21) in einem kreisförmigen oder annähernd kreisförmigen Wandlergehäuse (34) untergebracht ist, das einen Durchmesser von 5 bis 10 mm, vorzugsweise etwa 8 mm, hat.
11. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der elektromechanische Wandler (21) in ein Gehäuse (12) einer implantierbaren Signalverarbeitungselektronik (14) integriert ist.
12. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Wandler (21) auf dem elektrodynamischen, elektromagnetischen oder, vorzugsweise, piezoelektrischen Prinzip beruht.
13. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der elektromechanische Wandler (21) einen, vorzugsweise kreisförmigen, piezoelektrischen Biegeschwinger (35) aufweist, der auf einer Trägermembran (36) sitzt, die in dem den Wandler aufnehmenden Gehäuse (12, 34) eingespannt ist.
14. Hörgerät nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Biegeschwinger (35) aus einer einlagigen piezoelektrischen Scheibe besteht.

15. Hörgerät nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Biegeschwinger (35) eine zu der Trägermembran (36) symmetrische Bimorphstruktur hat, deren beide Lagen (37, 38) elektrisch parallel oder hintereinander geschaltet sind.
- 5 16. Hörgerät nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Biegeschwinger (35,) einen Durchmesser hat, der mindestens dem 0,8-fachen und vorzugsweise mindestens dem 0,9-fachen des Innendurchmessers des zugehörigen Gehäuses (12, 34) entspricht.
- 10 17. Hörgerät nach einem der Ansprüche 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Trägermembran (36) den Innenraum des Gehäuses (12, 34) in die mit Flüssigkeit (41) gefüllte Kammer (39) und eine weitere Kammer (40) unterteilt.
- 15 18. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die in der Wandlerkammer (39) befindliche Flüssigkeit eine Dichte und Zusammensetzung hat, welche näherungsweise der Dichte und der Zusammensetzung der Perilymphe entsprechen.
19. Hörgerät nach Anspruch 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Kammer (40) des Gehäuses (12, 34) mit einem Edelgas, vorzugsweise Argon, gefüllt ist.
- 20 20. Hörgerät nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß in der weiteren oder einer dritten Kammer (48) des Gehäuses eine Signalverarbeitungselektronik (14) und/oder ein Mikrophon (13) und/oder eine Energieversorgung (15, 15') untergebracht sind.
- 25 21. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das hydromechanische Koppelement (23) im implantierten Zustand durch eine Bohrung in der Steigbügelplatte oder eine Bohrung in der Nähe des runden Fensters hindurch in das Innenohr hineinreicht.
- 30 22. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein den elektromechanischen Wandler (21) über eine Signalverarbeitungselektronik (14) mit Eingangssignalen versorgendes Mikrophon (13) mit einem akustischen Koppelement (16) zur Schallaufnahme aus der Paukenhöhle verbunden ist.
- 35 23. Hörgerät nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß als akustisches Koppelement ein an das Mikrophon (13) angeschlossener Schalleitungsschlauch (16) vorgesehen ist, dessen vom Mikrophon abgewendetes Ende im implantierten Zustand in die Paukenhöhle hineinragt.
24. Hörgerät nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß der Schalleitungsschlauch (16) an dem vom Mikrophon (13) abgewendeten Ende mit einer Membran (18) verschlossen ist.

Claims

- 40 1. Implantable hearing aid for stimulating the inner ear, wherein the hearing aid has a coupling element (23), connected on the input side to an electromechanical transducer (21), for transmitting mechanical vibrations generated by the transducer to the inner ear, **characterised in that** the coupling element takes the form of a hydromechanical coupling element (23) having a cavity filled with fluid (41) and opening at its end associated with the transducer into a chamber (39) of the transducer also filled with fluid (41), in which chamber pressure vibrations are generated by transducer vibrations, and in that the hydromechanical coupling element (23) is so formed that its end remote from the transducer (21) extends, in the implanted state, into the fluid-filled chambers of the inner ear.
- 45 2. Hearing aid according to claim 1, characterised in that the hydromechanical coupling element (23) is formed as a fluid-filled flexible tube (43).
- 50 3. Hearing aid according to claim 1 or 2, characterised in that the electromechanical transducer (21) is hermetically encapsulated for implantation in the tympanic cavity or mastoid.
- 55 4. Hearing aid according to claim 2, characterised in that the fluid-filled flexible tube (43) is sealed at the end remote from the electromechanical transducer (21).

5. Hearing aid according to claim 4, characterised in that the end of the flexible tube is sealed with a thin membrane (44).
- 5 6. Hearing aid according to claim 4 or 5, characterised in that the flexible tube (43) is filled with a lymph-like fluid.
7. Hearing aid according to one of claims 2 to 6, characterised in that the fluid-filled flexible tube (43) has an outer diameter of 0.3 to 1.0 mm, preferably approximately 0.6 mm and a wall thickness of 0.05 to 0.3 mm, preferably approximately 0.1 mm.
- 10 8. Hearing aid according to one of claims 2 to 7, characterised in that the flexible tube (43) is wrapped in a biocompatible wire (45), preferably platinum wire.
9. Hearing aid according to one of claims 2 to 8, characterised in that one or more wires, preferably platinum wires, penetrate the wall of the flexible tube (43).
- 15 10. Hearing aid according to one of claims 3 to 9, characterised in that the electromechanical transducer (21) is housed in a circular or approximately circular transducer housing (34) having a diameter of 5 to 10 mm, preferably approximately 8 mm.
- 20 11. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that the electromechanical transducer (21) is incorporated in a housing (12) of an implantable electronic signal processor (14).
12. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that the transducer (21) operates according to the electrodynamic, electromagnetic or preferably piezoelectric principle.
- 25 13. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that the electromechanical transducer (21) has a preferably circular, piezoelectric flexural resonator (35) resting on a support membrane (36), which is mounted in the housing (12, 34) receiving the transducer.
- 30 14. Hearing aid according to claim 13, characterised in that the flexural resonator (35) consists of a single-ply piezoelectric disc.
15. Hearing aid according to claim 13, characterised in that the flexural resonator (35) has a bimorphic structure symmetrical to the support membrane (36), its two layers (37, 38) being connected electrically in parallel or in series.
- 35 16. Hearing aid according to one of claims 13 to 15, characterised in that the flexural resonator (35) has a diameter corresponding to at least 0.8 times, and preferably at least 0.9 times the inner diameter of the associated housing (12, 34).
- 40 17. Hearing aid according to one of claims 13 to 16, characterised in that the support membrane (36) divides the interior of the housing (12, 34) into the chamber (39) filled with fluid (41) and a further chamber (40).
18. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that the fluid in the transducer chamber (39) has a density and composition approximately corresponding to the density and composition of perilymph.
- 45 19. Hearing aid according to claim 17 or 18, characterised in that the further chamber (40) of the housing (23, 34) is filled with a noble gas, preferably argon.
- 50 20. Hearing aid according to one of claims 17 to 19, characterised in that in the further or in a third chamber (48) of the housing, an electronic signal processor (14) and/or a microphone (13) and/or a power supply (15, 15') are housed.
21. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that the hydromechanical coupling element (23) in the implanted state extends through a bore in the stapes plate or a bore in the vicinity of the fenestra into the inner ear.
- 55 22. Hearing aid according to one of the aforesaid claims, characterised in that a microphone (13) supplying the electromechanical transducer (21) with input signals via an electronic signal processor (14) is con-

nected to an acoustic coupling element (16) for receiving sound from the tympanic cavity.

23. Hearing aid according to claim 22, characterised in that as an acoustic coupling element a sound conducting hose (16) connected to the microphone (13) is provided, its end remote from the microphone projecting in the implanted state into the tympanic cavity.

24. Hearing aid according to claim 23, characterised in that the sound conducting hose (16) is sealed with a membrane (18) at the end remote from the microphone (13).

Revendications

1. Prothèse auditive implantable pour exciter l'oreille interne, la prothèse auditive comportant un élément d'accouplement (23) qui est relié à l'entrée d'un convertisseur électromécanique (21) et qui sert à transmettre à l'oreille interne les oscillations mécaniques produites par le convertisseur, caractérisée en ce que l'élément d'accouplement est conçu sous la forme d'un élément d'accouplement hydromécanique (23) comprenant une cavité interne qui est remplie de liquide (41) et qui, à son extrémité en contact avec le convertisseur, débouche dans une chambre (39) du convertisseur qui est elle aussi remplie de liquide (41) et dans laquelle des oscillations de pression sont générées par des oscillations du convertisseur, et en ce que l'élément d'accouplement hydromécanique (23) est conçu de façon que, lorsqu'il est implanté, son extrémité située à l'opposé du convertisseur (21) pénètre dans les cavités de l'oreille interne remplies de liquide.

2. Prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisée en ce que l'élément d'accouplement hydromécanique (23) est conçu sous la forme d'une gaine (43) remplie de liquide.

3. Prothèse auditive selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce que le convertisseur électromécanique (21) est hermétiquement scellé pour être implanté dans la caisse du tympan ou dans la mastoïde.

4. Prothèse auditive selon la revendication 2, caractérisée en ce qu'à son extrémité opposée au convertisseur électromécanique (21), la gaine (43) remplie de liquide est fermée.

5. Prothèse auditive selon la revendication 4, caractérisée en ce que l'extrémité de la gaine est obturée par une membrane mince (44).

6. Prothèse auditive selon la revendication 4 ou 5, caractérisée en ce que la gaine (43) est remplie d'un liquide semblable à de la lymphe.

7. Prothèse auditive selon l'une des revendications 2 à 6, caractérisée en ce que la gaine (43) remplie de liquide possède un diamètre extérieur de 0,3 à 1,0 mm, de préférence d'environ 0,6 mm, et une épaisseur de paroi de 0,05 à 0,3 mm, de préférence d'environ 0,1 mm.

8. Prothèse auditive selon l'une des revendications 2 à 7, caractérisée en ce que la gaine (43) est entourée d'un fil métallique biocompatible (45), de préférence d'un fil de platine.

9. Prothèse auditive selon l'une des revendications 2 à 8, caractérisée en ce qu'un ou plusieurs fils métalliques, de préférence des fils de platine, sont noyés dans la paroi de la gaine (43).

10. Prothèse auditive selon l'une des revendications 3 à 9, caractérisée en ce que le convertisseur électromécanique (21) est logé dans un boîtier de convertisseur (34) de forme circulaire ou approximativement circulaire qui possède un diamètre de 5 à 10 mm, de préférence d'environ 8 mm.

11. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que le convertisseur électromécanique (21) est intégré dans le boîtier (12) d'une unité électronique implantable de traitement de signaux (14).

12. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que le convertisseur (21) repose sur le principe électrodynamique, électromagnétique ou, de préférence, piézoélectrique.

13. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que le convertisseur

électromécanique (21) comporte un résonateur de flexions piézoélectrique (35), de préférence circulaire, qui repose sur une membrane porteuse (36) fixée dans le boîtier (12, 34) abritant le convertisseur.

- 5 14. Prothèse auditive selon la revendication 13, caractérisée en ce que le résonateur de flexions (35) est constitué d'un disque piézoélectrique monocouche.
- 15 15. Prothèse auditive selon la revendication 13, caractérisée en ce que le résonateur de flexions (35) possède une structure dimorphe qui est symétrique à la membrane porteuse (36) et dont les deux couches (37, 38) sont connectées électriquement en parallèle ou l'une derrière l'autre.
- 10 16. Prothèse auditive selon l'une des revendications 13 à 15, caractérisée en ce que le résonateur de flexions (35) possède un diamètre qui correspond au moins à 0,8 fois et, de préférence, à au moins 0,9 fois le diamètre intérieur du boîtier correspondant (12, 34).
- 15 17. Prothèse auditive selon l'une des revendications 13 à 16, caractérisée en ce que la membrane porteuse (36) divise la cavité intérieure du boîtier (12, 34) en une chambre (39) remplie de liquide (41) et en une deuxième chambre (40).
- 20 18. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que le liquide se trouvant dans la chambre (39) du convertisseur possède une densité et une composition qui correspondent approximativement à la densité et à la composition de la périlymphe.
- 25 19. Prothèse auditive selon la revendication 17 ou 18, caractérisée en ce que la deuxième chambre (40) du boîtier (12, 34) est remplie de gaz rare, de préférence d'argon.
- 30 20. Prothèse auditive selon l'une des revendications 17 à 19, caractérisée en ce que, dans la deuxième chambre ou dans une troisième chambre (48) du boîtier, est logée une unité électronique de traitement de signaux (14) et/ou un microphone (13) et/ou une alimentation en énergie (15, 15').
- 35 21. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que, lorsqu'il est implanté, l'élément d'accouplement hydromécanique (23) pénètre dans l'oreille interne par un trou pratiqué dans la plaque de l'étrier ou par un trou situé à proximité de la fenêtre ronde.
- 40 22. Prothèse auditive selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce qu'un microphone (13) alimentant le convertisseur électromécanique (21) en signaux d'entrée par l'intermédiaire d'une unité électronique de traitement de signaux (14) est relié à un élément d'accouplement acoustique (16) pour capter les sons provenant de la caisse du tympan.
- 45 23. Prothèse auditive selon la revendication 22, caractérisée en ce que l'élément d'accouplement acoustique prévu est une gaine de conduction acoustique (16) qui est reliée au microphone (13) et dont l'extrémité opposée au microphone pénètre dans la caisse du tympan lorsqu'elle est implantée.
- 50 24. Prothèse auditive selon la revendication 23, caractérisée en ce qu'à son extrémité opposée au microphone (13), la gaine de conduction acoustique (16) est obturée par une membrane (18).
- 55

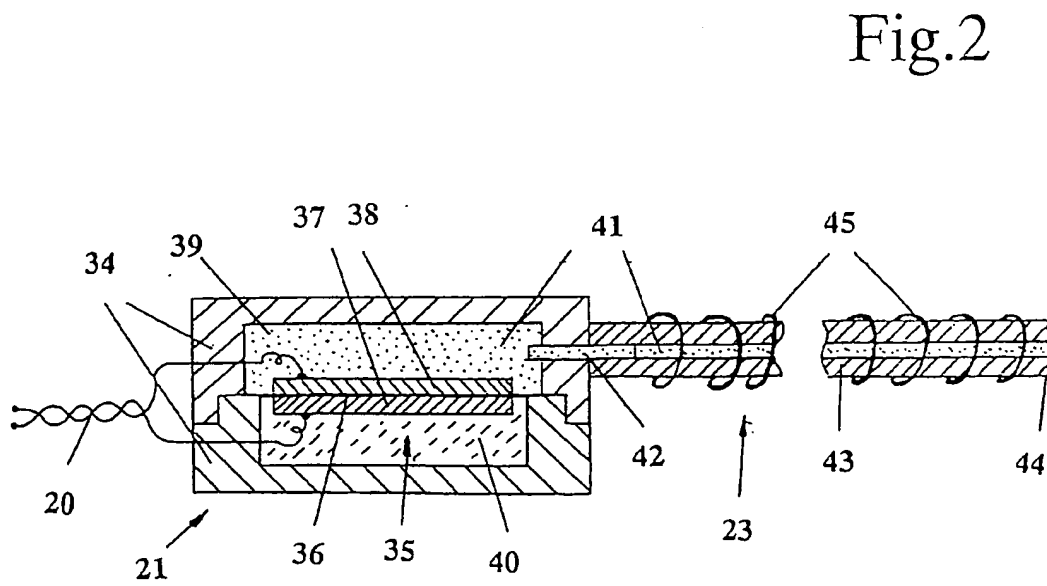
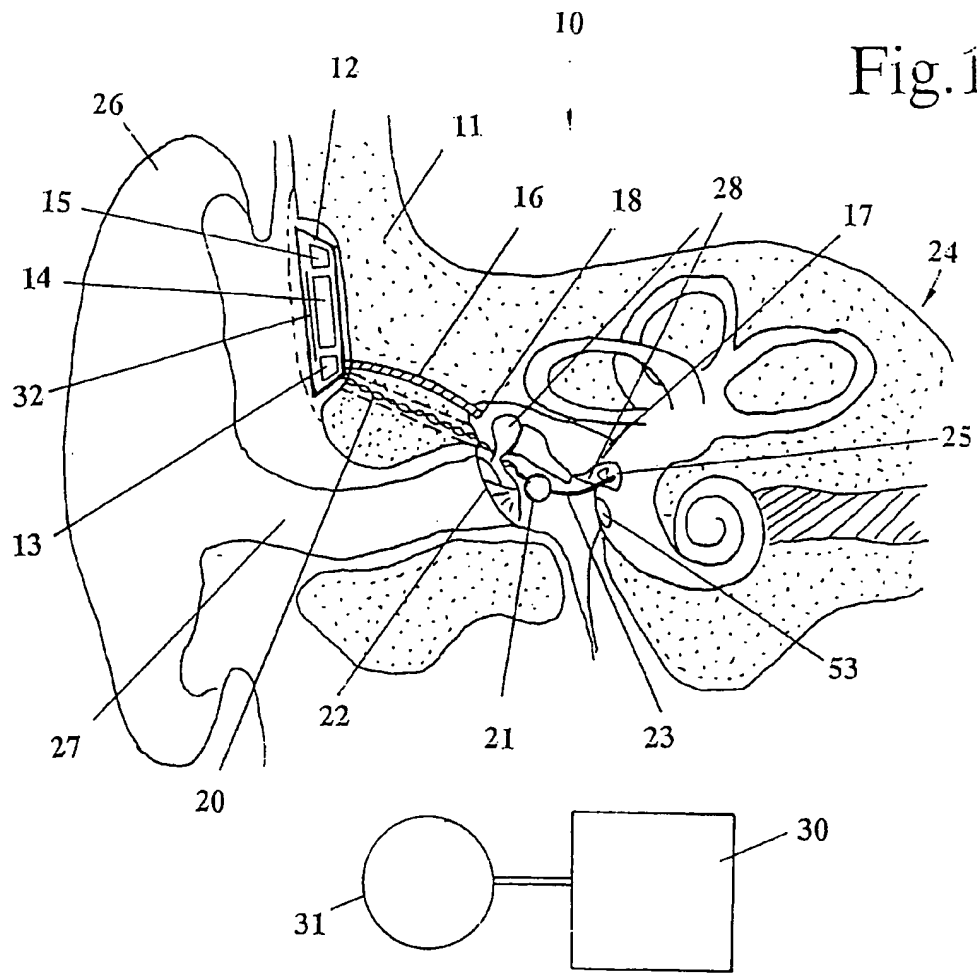


Fig.3

